



[12] 发明专利申请公开说明书

[11] CN 85 1 01311 A

[43] 公开日 1987年1月10日

[21] 申请号 85 1 01311

[22] 申请日 85.4.1

[71] 申请人 株式会社岛津制作所

地址 日本京都市中京区河原町通二条下鹿
诺船人町378番地

[72] 发明人 西冈弘之 柴田幸一

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
代理部

代理人 姚 珊 张卫民

[54] 发明名称 数字减法系统

[57] 摘要

主要应用于血管造影摄影的数字减法系统, 配备有A/D变换器、第一和第二图象存储器、比较器、运算器, 并在A/D变换器的前面设有对数变换器。通过减轻X射线量子噪声(量子) 的影响, 不仅能以与X射线透视时同样少的X射线剂量得到质量良好的差象(图象), 而且能以造影剂移动轨迹的形式, 在一帧图象上把造影剂移动中显现出的图象重复显示出来。

242/87100304/39

CN 85 1 01311 A

1、数字减法系统的特征是。配备有：A—D变换器，使X射线电视系统给出的透视象的图象信号数字化，第一图象存储器和第二图象存储器，为存储数字化图象信号的各象素，分别具有存储一个象面的存储容量，比较器，就同一象素来比较规定时间内出现的各个象面的数字化图象信号，然后把较大的图象信号存储在上述第一图象存储器，而把较小的图象信号存储在上述第二图象存储器，运算器，读出规定时间内通过比较得到的上述第一和第二图象存储器的存储内容，然后就各象素进行减法运算。

2、依照权利要求 第一项记述的数字减法系统，这种系统的特征是，在A—D变换器的前面设有对数变换器，它对透视象的图象信号进行对数变换。

3、依照权利要求的第一或第二项记述的数字减法系统，这种系统的特征在于，将造影剂在视野内的停留时间作为规定时间。

数字减法系统

本发明是关于数字减法系统的。这种系统同X射线电视系统结合起来。对X射线电视系统给出的透视象进行实时数字图象处理。

数字减法系统主要应用于血管造影摄影。它可以使X射线电视系统给出的透视象图象信号数字化。在数字信号的形式下，减去掩象（マスク像），描绘出与掩象的差象——造影部位，亦即血管象。然后加以显示和观察。

对于数字减法系统来说，血管像的描绘方法是多种多样的。有的以造影剂到达目标部位之前的图象（掩象）和到达目标部位后的图象（活象——ライブ像）相减而得到的差象的时间差为基础，有的以不同波长的X射线象的差象的能量差为基础；有的则以不同时间内用特性不同的两种滤波器得到差象的滤波器特性差为基础。等等。

然而，无论以上述哪一种方法为基础的数字减法系统，要降低X射线量子噪声（量子ノイズ）的影响，往往都得使用与X射线直接摄影相同程度的射线剂量。此外，还要分别得到掩象和活象。因此，受检人员受到的辐射线剂量相当可观。

另一方面，对于血管造影摄影来说，造影剂通常由静脉注入。随着来自心脏的血流流入检查部位，之后，由检查部位流出。

因此，作为数字减法系统得到的检查部位差的图象（以下简称差象），首先显现出的是靠近心脏的粗动脉，其次是末梢细血管，但在末梢细血管出现时，粗血管中的造影剂已经流出，所以粗血管已经消失，或者正在消失。在这种情况下，借助于上述任何一种方法都不能用一帧图象把造影迹流动的轨迹象从粗血管到细血管显示出来，并加以观察。

本发明的目的在于提供这样一种数字减法系统，通过改善减轻X射

量子噪声(量子 \sqrt{I})的影响,不仅能以与X射线透视时同样少的X射线剂量得到质量良好的差象(图象),而且能以造影剂移动轨迹的形式,在一帧图象上把造影剂移动中显现出的图象重复显示出来。例如,把粗血管到细血管的图象同时显示出来,加以观察。

本发明的数字减法系统,配备有第一图象存储器和第二图象存储器,它们分别具有存储一帧象面所需要的存储容量,能存储X射线电视系统产生的透视像中各个象素,把各象素中在规定时间内较大的存储在第一图象存储器,而把较小的存储在第二图象存储器,读出第一、第二存储器的存储内容,并就各象素进行减法运算,然后以图象形式把作为运算结果的图象信号显示出来。

现就附图中介绍的实例加以说明。根据附图,普通X射线电视系统的组成有: X射线源1,它对受检人员2辐照X射线,图象增强器3,它把受检人员的X射线透视象变换成亮度增强的光学图象,摄像管4,它把图象增强器3输出的光学图象变换成图象信号,以及摄像机控制器5和监视电视机6。

X是进行数字减法运算的图象处理装置,它由开关11、11',对数变换器12, A-D变换器13,两个多路转换器(マルチプレクサ)14₁、14₂,两个比较器15₁、15₂,存储数字化图象信号的各象素的两个帧存储器16₁、16₂,读出帧存储器16₁、16₂的存储内容并就各象素相减的减法器(运算器)17,增强电路18, D-A变换器19,面板(图中未示出)以及对各部分定时控制的控制器20等组成。

比如,当一帧象面具有 512×512 个象素时,帧存储器16₁、16₂分别具有 512×512 的存储区,与各个象素相对应,而且各个区是严格对应的,例如具有8位容量。

对于上述组成,在进行受检人员定位所需要的一般透视时,只要操作控制器20的面板(图中未示出),就可通过控制器20把开关11、

1 1 分别接在图中的 (イ) 侧。在这种状态下, X 射线源 1 做好准备并对受检人员辐照 X 射线。穿过受检人员 2 的 X 线, 借助于图象增强器 3 变换成光学图象, 并且亮度增强。图象增强器 3 输出的光学图象由摄像管 4 变换成图象信号, 这个图象信号原封不动地送给监视电视机 6。而电视机 6 和普通 X 射线电视系统一样, 把 X 线透视象显示出来。

受检人员 2 定位之后, 只要触动面板上的图象处理开始按钮 (图中未示出), 就可通过来自控制器 2 0 的控制信号把开关 1 1、1 1' 接到与图示相反的 (ロ) 侧, 然后用图中未示出的注射器给受检人员注入造影剂。在造影剂随着血流即将进入图象增强器 3 的视野之前, 帧存储器 1 6₁ 首先把全部象素区预置最大值, 而帧存储器 1 6₂ 把全部象素区预置最小值。存储器 1 6₁、1 6₂ 的预置, 在控制器 2 0 的控制下进行。

在造影剂即将进入图象增强器之前, 例如以造影剂注射开始为基准经过一定时间之后, 借助于来自控制器 2 0 的控制信号, 在一帧期间, 把多路转换器 1 4₁、1 4₂ 接通, 把最大值输入帧存储器 1 6₁ 的全部象素区, 而把最小值输入帧存储器 1 6₂ 的全部象素区。此时, 比较器 1 5₁、1 5₂ 在控制器 2 0 的控制下, 不起比较作用。

帧存储器 1 6₁、1 6₂ 预置后, 多路转换器 1 4₁、1 4₂ 接通, 使 A—D 变换器 1 3 的输出分别作为比较器 1 5₁、1 5₂ 的一个输入, 与此同时, 恢复比较器的比较功能。结果, 摄像管 4 依次输出每一帧的图象信号, 然后通过対数变换器 1 2 进行対数变换。这是因为只取目标大小与背景信号大小之比, 而背景信号与图象信号大小的绝对值无关。所以可以得到血管等的清晰的图象, 而与骨头是否重叠无关。在不通过对数变换器 1 2 时, 把开关 1 1 转接到 (ハ) 侧。

经过対数变换的图象信号, 借助于 A—D 变换器 1 3 实现数字化, 然后送给比较器 1 5₁、1 5₂。在比较器 1 5₁ 中, 将帧存储器 1 6₁ 读出的数值和现在输入的一帧数字图象信号, 就同一象素进行比较, 较

小的数值(暗值)存储在帧存储器16₁的象素区。

同样,在比较器15₂中,将帧存储器16₂读出的数值和数字图象信号,就同一象素进行比较,选取较大的数值(亮值),存储在帧存储器16₂的各该象素区。这些比较和存储操作是在规定时间,例如图象增强器的视野内有造影剂存在时,反复进行的,之后,X线停止辐照。

结果,在帧存储器16₁中,存储有人体透视像以及象动画像那样依次得到的造影剂图象轨迹,而在帧存储器16₂中只存储有人体透视象。归根结底,帧存储器16₂存储的图象对应于掩象,而帧存储器16₁存储的图象对应于活象。

帧存储器16₁、16₂的存储内容,通过减法器17就相应的各象素进行减法运算,并显示出造影剂的图象,亦即含有造影剂的血管象的图象信号。减法器17输出的数字图象信号送给增强电路18,经过对比度放大之后,再由D—A变换器19送出模拟图象信号,由图象处理装置X输出,然后以图象的形式在监视电视机6上显示出来。

因此,在造影剂从图象增强器的视野流出之前,在监视电视机6上,差象逐渐累积在象面上,就是说,随着造影剂的流动,例如首先显示出靠近心脏的粗血管,而细血管图象逐渐取代粗血管图象,从而实时地得到血管象的动画象,亦即借助于造影剂流动依次得到的差象,同时把造影剂动画象的轨迹在一帧象面上显示出来。

来自图象处理装置X的输出,可由电视唱片记录设备7记录下来,也可用多重图象成象器18以硬拷贝的形式记录在薄膜上。

这样,存储于帧存储器16₁、16₂中的图象,很少受X射线量子噪声以及来自电视系统的噪声的影响,因为各个象素大都是一帧图象中的最大值和最小值。结果,不仅改善了S/N比,而且在X射线强度低于一般透视时X射线强度的情况下,可以得到图象质量良好的差象,可把X射线强度降低到现有数字减法系统的1/10~1/100,而且,不

用 X 射线辐照就可以得到现有系统这样的掩象。

在所介绍的实施例中，用 D — A 变换器把减法器输出的数字图象信号变换成模拟图象信号，然后用监视电视机、电视唱片记录装置、多重图象成象器进行图象显示，而作为图象显示器，也可使用数字显示装置。在这种情况下，可以省略减法器后面设置的、变数字图象信号为模拟图象信号的 D — A 变换器。

实施例中，使用帧存储器，但分辨力不，当以一场为一个象面时，也可使用场存储器。

在实施例中，减法器的输出也可输入给直接显示装置，在两者中间设有帧存储器，一旦存储在该存储器中，可把存储的图象很好地显示出来。

利用本发明的数字减法系统，不仅可以显著降低被检体接受的 X 射线剂量，而且可以从粗血管到细血管同时显示在一帧图象上。此外，若象实施例那样，在 A — D 变换器的前面设置对数变换器，则可使血管象更清晰地显示出来。

若将存储各象素中最大值（亮值）的帧存储器依次更新，则可进行描绘时间变化态势的 T I D 减法运算。

若象实施例那样，把规定时间取为造影剂在图象增强器视野中停留的时间，则可以把从造影剂流入视野内到流出的全部状态显示在一个象面上。

附图为本发明的一个实施例的框图。

1、——X 射线源，2、——受检人员，3——图象增强器（T · I），4——摄象管，5——摄象机控制器，6——电视监视器（显示装置），7、——电视唱片记录设备，8——多重图象成象器，X——图象处理装置，11、11'——开关，12——对数变换器，13——A — D 变换器，14₁、14₂——多路转换器，15₁、15₂——比较器（

比较装置); 16₁、16₂——帧存储器(图象存储装置); 17——减法器(运算装置); 18——增强电路; 19——D—A变换器。

